


BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

 **Aktenzeichen:** 102 30 877.2

Anmeldetag: 09. Juli 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft,
München/DE

Bezeichnung: Kernspintomographiegerät mit einer Einrichtung zur
graphischen Planung Kontrastmittel-gestützter
angiographischer Messungen

IPC: A 61 B, G 01 R

 Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 09. Januar 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Jerofsky

Beschreibung

Kernspintomographiegerät mit einer Einrichtung zur graphischen Planung Kontrastmittel-gestützter angiographischer Messungen

Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf die Kernspintomographie (Synonym: Magnetresonanztomographie, MRT) wie sie in der Medizin zur Untersuchung von Patienten Anwendung findet. Dabei bezieht sich die vorliegende Erfindung insbesondere auf ein Kernspintomographiegerät mit einer Einrichtung zur graphischen Planung Kontrastmittel-gestützter angiographischer MRT-Messungen.

Die MRT basiert auf dem physikalischen Phänomen der Kernspinresonanz und wird als bildgebendes Verfahren seit über 15 Jahren in der Medizin und in der Biophysik erfolgreich eingesetzt. Bei dieser Untersuchungsmethode wird das Objekt einem starken, konstantem Magnetfeld ausgesetzt. Dadurch richten sich die Kernspins der Atome in dem Objekt, welche vorher regellos orientiert waren, aus. Hochfrequenzwellen können nun diese „geordneten“ Kernspins zu einer bestimmten Schwingung anregen. Diese Schwingung erzeugt in der MRT das eigentliche Messsignal, welches mittels geeigneter Empfangsspulen aufgenommen wird. Durch den Einsatz inhomogener Magnetfelder, erzeugt durch Gradientenspulen, kann dabei das Messobjekt in alle drei Raumrichtungen räumlich kodiert werden was im Allgemeinen als „Ortskodierung“ bezeichnet wird.

Die Aufnahme der Daten in der MRT erfolgt im sogenannten k-Raum (Synonym: Frequenzraum). Das MRT-Bild im sogenannten Bildraum ist mittels Fourier-Transformation mit den MRT-Daten im k-Raum verknüpft. Die Ortskodierung des Objektes, welche den k-Raum aufspannt, erfolgt mittels Gradienten in allen drei Raumrichtungen. Man unterscheidet dabei die Schichtselektion (legt eine Aufnahmeschicht im Objekt fest, üblicherweise die Z-Achse), die Frequenzkodierung (legt eine Richtung

in der Schicht fest, üblicherweise die x-Achse) und die Phasenkodierung (bestimmt die zweite Dimension innerhalb der Schicht, üblicherweise die y-Achse). Darüberhinaus kann durch Phasenkodierung entlang der z-Achse die selektierte Schicht in weitere Schichten unterteilt werden.

Es wird also zunächst selektiv eine Schicht beispielsweise in z-Richtung angeregt und eventuell eine Phasenkodierung in z-Richtung durchgeführt. Die Kodierung der Ortsinformation in der Schicht erfolgt durch eine kombinierte Phasen- und Frequenzkodierung mittels dieser beiden bereits erwähnten orthogonalen Gradientenfelder die bei dem Beispiel einer in z-Richtung angeregten Schicht durch die ebenfalls bereits genannten Gradientenspulen in x- und y-Richtung erzeugt werden.

15

Um eine ganze Schicht des zu untersuchenden Objektes zu messen, wird die Bildgebungssequenz (z.B. Gradienten-Echo-Sequenz, FLASH) N-mal für verschiedene Werte des Phasenkodiergradienten z.B. G_y wiederholt. Der zeitliche Abstand der jeweils anregenden HF-Pulse wird dabei als Repetitionszeit TR bezeichnet. Das Kernresonanzsignal (z.B. Gradienten-Echo-Signal) wird bei jedem Sequenzdurchgang durch den Δt -getakteten ADC (Analog Digital Wandler) ebenfalls N-mal in äquidistanten Zeitschritten Δt in Anwesenheit des Auslesegradienten G_x abgetastet, digitalisiert und abgespeichert. Auf diese Weise erhält man eine Zeile für Zeile erstellte Zahlenmatrix (Matrix im k-Raum bzw. k-Matrix) mit $N \times N$ Datenpunkten. Aus diesem Datensatz kann durch eine Fouriertransformation unmittelbar ein MR-Bild der betrachteten Schicht mit einer Auflösung von $N \times N$ Pixeln rekonstruiert werden (eine symmetrische Matrix mit $N \times N$ Punkten ist nur ein Beispiel, es können auch asymmetrische Matrizen erzeugt werden). Aus physikalischen Gründen enthalten die Werte im Bereich des Zentrums der k-Matrix hauptsächlich Information über den Kontrast, die Werte im Randbereich der k-Matrix vorwiegend Information bezüglich der Auflösung des transformierten MRT-Bildes.

25

30

35

Auf die eben dargestellte Weise können Schnittbilder des menschlichen Körpers in alle Richtungen aufgenommen werden. Die MRT als Schnittbildverfahren in der medizinischen Diagnostik zeichnet sich in erster Linie als "nicht-invasive" Untersuchungsmethode aus. Dennoch sind insbesondere bei angiographischen Aufnahmen (d.h. Aufnahmen der Blutgefäße im menschlichen Körper, speziell in durchbluteten Organen) der Kontrastgebung bei einer nativen MR-Bildgebung Grenzen gesetzt die aber durch den Einsatz von Kontrastmitteln erheblich erweitert werden können. Die Wirkungsweise von Kontrastmitteln in der Magnet-Resonanz-Tomographie beruht generell auf einer Beeinflussung der für den Kontrast maßgeblichen Parameter, wie beispielsweise der longitudinalen oder transversalen Relaxationszeit T_1 bzw. T_2 . In der klinischen Anwendung durchgesetzt hat sich das dreiwertige Gadolinium Gd^{3+} das eine T_1 -verkürzende Wirkung besitzt. Durch Einbindung in sogenannte Chelatkomplexe (DTPA, Diethylentriaminepentaacetic acid) verliert Gadolinium seine Toxizität, so daß Gd -DTPA in der Regel intravenös appliziert werden kann. Es wird eine Ve-ne gewählt die direkt zum Herzen führt welches das Kontrastmittel schließlich in dem gesamten arteriellen System verteilt. Bei gängigen Sequenzen (T_1 -gewichtete Spinecho-Sequenz, Gradientenecho-Sequenz usw.) bewirkt die beschleunigte T_1 -Relaxation eine Erhöhung des MR-Signals, also eine hellere Darstellung des betreffenden Gewebes im MR-Bild. Auf diese Weise können scharfe und kontrastreiche Bilder von beispielsweise Kopf-, Hals-, Herz- oder Nierengefäßen gemessen werden.

Ein derartiges Kontrastmittel-gestütztes Verfahren in der Magnet-Resonanz-Tomographie wird allgemein als "Kontrast-verstärkte Angiographie" (engl.: Contrast Enhanced MR Angiography, CE MRA) bezeichnet. Die Qualität kontrastmittelgestützter Gefäßaufnahmen hängt wesentlich von der zeitlichen Koordinierung der die Messung charakterisierenden Abfolge-Schritte ab, was allgemein als Timing bzw. Kontrastmittel-

Timing bezeichnet wird. Die entscheidendsten Abfolge-Schritte sind: Kontrastmittel-Injektion, Meßdauer sowie Messung der Mitte der k-Raum-Matrix. Um einen möglichst guten Kontrast der Aufnahme zu erzielen ist anzustreben, daß während der

5 Messung des mittleren Bereiches der k-Matrix eine maximale Kontrastmittel-Konzentration in dem interessierenden aufzunehmenden Bereich vorhanden ist. Aus diesem Grund wird eine kontrastverstärkte Angiographie nach dem Stand der Technik wie folgt durchgeführt:

10

1. Zunächst werden Übersichtsaufnahmen (engl.: Localizer) unterschiedlichster Schichten aufgenommen um die Position des interessierenden Gefäßsystems grob zu ermitteln und daraus optimale Aufnahmeschichten abzuleiten.

15

2. Es wird eine sogenannte Test-Bolus-Messung durchgeführt in der der zeitliche Verlauf der Kontrastmittel-Anreicherung in dem interessierenden Bereich (engl.: Region Of Interest, ROI) ermittelt wird. Dazu wird zum Zeitpunkt T2 (Figur 2) Kontrastmittel in sehr geringer Dosis (ca.2ml) intravenös injiziert und anschließend (in der Regel pro Sekunde) die MR-Intensität einer im ROI befindlichen Arterie gemessen. Unter Verwendung einer Auswerte-Software läßt sich ein Intensitätsverhalten des Kontrastmittels 30 im ROI darstellen wie es in

25 Figur 2 gezeigt ist. Die Zeit von Beginn der Kontrastmittel-Injektion T2 bis zu dem Zeitpunkt T3, an dem sich das Kontrastmittel in ausreichender Menge (A,B - üblicherweise 75-80% des Maximalwertes) angereichert hat, wird allgemein als Transitzeit (engl.: Bolus Arrival Time, BAT) bezeichnet. Auf

30 Grundlage der BAT berechnet der Anwender anschließend die zeitliche Verzögerung (engl.: Delay) T4 nach der - bezogen auf den Zeitpunkt der Injektion T2 bzw. T_{inj} - das eigentliche Meßprotokoll (z.B. die jeweilige Spinecho- oder Gradienten-echo-Sequenz) gestartet werden soll. Zur Berechnung der Delay-Zeit (Figur 2) benutzt der Anwender derzeit einen regionsabhängigen Erfahrungswert oder eine Formel seines Vertrauens. Mögliche verwendete Formeln sind:

35

$$\text{Delay} = \text{BAT} - \text{TA}/4$$

$$\text{Delay} = \text{BAT} + T_{\text{inj}}/2 - \text{TA}/2$$

$$\text{Delay} = \text{BAT} - \text{TTC} + 15\% \text{TA} \quad \text{usw.}$$

5

Dabei bezeichnet TA die Gesamtmesszeit (T4 bis T6) der verwendeten Sequenz (engl.: Acquisition Time, TA) sowie TTC (engl.: Time To Center) die Zeit nach Sequenzbeginn T5 bei der die mittlere Zeile der k-Matrix gemessen wird. Wie in Figur 2 dargestellt sollte das Delay (T2 bis T4) idealerweise so gewählt bzw. berechnet sein, daß TA in den Maximalbereich der Anreicherung (Zeit zwischen A und B) fällt und zusätzlich nach der Zeit TTC (T5) die zentrale Zeile der k-Matrix bei maximaler Kontrastmittel-Konzentration im ROI gemessen wird.

10

15

Die Test-Bolus-Messung dient also der Meßvorbereitung bzw. der zeitlichen Planung um den Kontrast der eigentlichen CE MRA-Messung im Vorfeld optimieren zu können.

20

3. Nach der Test-Bolus-Messung wird eine Pre-Kontrastmessung, d.h. eine MR-Messung ohne Kontrastmittel, durchgeführt. In einer solchen nativen Aufnahme ohne Kontrastmittel-Injektion wird im ROI Gewebe aufgenommen das nicht von Interesse ist aber in der nachfolgenden Kontrastmittel-Aufnahme (post-Kontrastmessung) ebenfalls aufgenommen wird. Durch eine nachfolgende Subtraktion der pre- und post-Kontrastmessungen auf Bildebene wird dieses Gewebe im letzten Schritt des CE MRA-Verfahrens herausgerechnet werden.

25

30

4. Am Ende der pre-Kontrastmessung erfolgt manuell die Verabreichung des Kontrastmittels nun in erhöhter Dosis (ca. 20ml).

35

5. Nach der berechneten bzw. eingestellten Delay-Zeit erfolgt automatisch die post-Kontrastmessung, d.h. der Start und der Ablauf der gewählten bzw. eingestellten MR-Sequenz.

6. Im letzten Schritt der CE MRA werden die Aufnahmen der pre- und post-Kontrastmessungen in Form einer Nachbearbeitung (engl.: Postprozessing) auf Bildebene subtrahiert.

5 Eine CE MRA-Messung wie sie in den Schritten 1 bis 6 oben beschrieben und derzeit durchgeführt wird ist durch einen extrem deterministischen Ablauf gekennzeichnet. Die zeitliche Planung des Meßverlaufes richtet sich im wesentlichen nach starren Formeln ohne weitere physiologische Faktoren zu berücksichtigen. Dies kann dazu führen, daß die Messung nicht zum optimalen Zeitpunkt erfolgt. Wird die Messung nämlich zu früh gestartet, so wird der die Kontrast-Information enthaltende zentrale Bereich der k-Matrix zu einem Zeitpunkt gemessen bei dem die Kontrastmittel-Anreicherung im ROI noch nicht optimal ist. Die Folge davon ist eine schlechte Bildqualität durch Auftreten von Artefakten in Form von Kanten-Oszillationen (Gibbs-Ringing) die die Messung unbrauchbar machen. Wird die Messung zu spät gestartet, so kann es passieren, daß die bereits eintretende Kontrastmittelanreicherung im venösen Teil des Gefäßsystems zu einer Überlagerung von Venen und Arterien in der Aufnahme führt und eine solche somit ebenfalls unbrauchbar ist.

25 Daher ist es Aufgabe der vorliegenden Erfindung dem Anwender eines MRT-Gerätes die zeitliche Planung einer Kontrastmittel-gestützten angiographischen MRT-Messung zu erleichtern bzw. zu optimieren.

30 Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Die abhängigen Ansprüche bilden den zentralen Gedanken der Erfindung in besonders vorteilhafter Weise weiter.

35 Erfindungsgemäß wird also eine Verarbeitungseinrichtung eines Kernspintomographiegerätes vorgeschlagen mit einer Einrichtung zur graphischen Darstellung von interaktiven Benutzer-

oberflächen über die das Kernspintomographiegerät durch Eingabe und/oder Auswahl von Parametern konfigurierbar ist.

Auf einer graphisch dargestellten Benutzeroberfläche in Form einer Test-Bolus-Karte wird das Ergebnis einer vorbereitenden
5 Test-Bolusmessung, in der zur zeitlichen Planung einer Kontrastmittelgestützten Magnetresonanz-Angiographie-Messung der zeitliche Verlauf der arteriellen Kontrastmittel-Anreicherung ermittelt wird, graphisch dargestellt.

- 10 Im Unterschied zum Stand der Technik wird gemäß der vorliegenden Erfindung in der Test-Bolusmessung auch der zeitliche Verlauf der venösen Kontrastmittel-Anreicherung berücksichtigt und in der Test-Bolus-Karte graphisch dargestellt.

- 15 Die Auswertung einer Test-Bolus-Messung erfindungsgemäß dahingehend vereinfacht, daß die Verarbeitungseinrichtung aus der aufgenommenen Bild-Serie einer Test-Bolusmessung ein Standard-Abweichungs-Bild errechnet das dargestellt wird und in dem die auszuwertenden arteriellen und venösen Bereiche
20 markiert und bezüglich der gesamten Serie ausgewertet werden.

Um den Zeitpunkt der Messungen auf das zeitliche Verhalten der Kontrastmittel-Anflutung abstimmen zu können, werden erfindungsgemäß zusätzlich zu den Verläufen der venösen und arteriellen Kontrastmittel-Anreicherung maßstabsgetreu die MR-Messprotokolle in Form von Meßbalken graphisch dargestellt.
25

- Eine erfindungsgemäß graphische Planung der CE MRA-Messung erfolgt dadurch, daß die Meßbalken relativ zueinander sowie
30 relativ zu den Verläufen der venösen und arteriellen Kontrastmittel-Anreicherung verschoben werden.

- Dabei erfolgt die Verschiebung auf einfache Weise erfindungsgemäß durch die Maus oder durch Eingabe von Werten in entsprechende Eingabefenster.
35

Gemäß der vorliegenden Erfindung kann der Verlauf der Messung anhand eines Zeitablauf-Balkens verfolgt werden.

5 Vorteilhafterweise wird dabei zur Betrachtung des Verlaufes der Messung anhand eines Zeitablauf-Balkens eine weitere PROZESS-Karte generiert.

10 Erfindungsgemäß wird ferner ein Verfahren zur graphischen Planung einer Kontrastmittel-gestützten angiographischen MRT-Messung durch ein obiges Kernspintomographiegerätes vorgeschlagen.

15 Die Unteransprüche 10 bis 16 bilden den zentralen Gedanken des erfindungsgemäßen Verfahrens vorteilhaft weiter.

Ferner wird gemäß der Erfindung ein Computersoftwareprodukt vorgeschlagen das ein obiges Verfahren implementiert wenn es auf einer mit einem Kernspintomographiegerät verbundenen Recheneinrichtung läuft.

20 Weitere Vorteile, Merkmale und Eigenschaften der vorliegenden Erfindung werden nun anhand von Ausführungsbeispielen beziehungsweise auf die begleitenden Zeichnungen näher erläutert.

25 Figur 1 zeigt schematisch ein Kernspin-Tomographiegerät,

30 Figur 2 zeigt im Diagramm eine Test-Bolus-Messung nach Stand der Technik zur Ermittlung des Verhaltens der arteriellen Kontrastmittel-Anreicherung im interessierenden Bereich,

35 Figur 3 zeigt eine erfindungsgemäße TEST-BOLUS-Karte zur Ermittlung des optimalen Meßbereiches einer Kontrastmittel-gestützten angiographischen MR-Messung unter Berücksichtigung der zeitlich verzögerten Kontrastmittel-Anreicherung im venösen System,

Figur 4 zeigt eine erweiterte Karte in Form einer erfindungsgemäßen ANGIO-Karte in der zum einen das Auswerten der Test-Bolus-Messung optimiert ist und zum andern eine Kontrastmittel-gestützte angiographische MR-Messung graphisch geplant werden kann,

Figur 5 zeigt eine erfindungsgemäße PROZESS-Karte in der eine graphisch geplante Kontrastmittel-gestützte angiographische MR-Messung in ihrem zeitlichen Verlauf verfolgt werden kann.

Figur 1 zeigt eine schematische Darstellung eines Kernspintomographiegerätes mit verbessertem Kontrastverhalten von MR-Time-of-Flight Angiographie-Aufnahmen gemäß der vorliegenden Erfindung. Der Aufbau des Kernspintomographiegerätes entspricht dabei dem Aufbau eines herkömmlichen Tomographiegerätes. Ein Grundfeldmagnet 1 erzeugt ein zeitlich konstantes starkes Magnetfeld zur Polarisierung bzw. Ausrichtung der Kernspins im Untersuchungsbereich eines Objektes, wie z.B. eines zu untersuchenden Teils eines menschlichen Körpers. Die für die Kernspinresonanzmessung erforderliche hohe Homogenität des Grundmagnetfeldes ist in einem kugelförmigen Meßvolumen M definiert, in das die zu untersuchenden Teile des menschlichen Körpers eingebracht werden. Zur Unterstützung der Homogenitätsanforderungen und insbesondere zur Eliminierung zeitlich invariabler Einflüsse werden an geeigneter Stelle sogenannte Shim-Bleche aus ferromagnetischem Material angebracht. Zeitlich variable Einflüsse werden durch Shim-Spulen 2 eliminiert, die durch eine Shim-Stromversorgung 15 angesteuert werden.

In den Grundfeldmagneten 1 ist ein zylinderförmiges Gradientenspulensystem 3 eingesetzt, das aus drei Teilwicklungen besteht. Jede Teilwicklung wird von einem Verstärker 14 mit Strom zur Erzeugung eines linearen Gradientenfeldes in die jeweilige Richtung des kartesischen Koordinatensystems versorgt. Die erste Teilwicklung des Gradientenfeldsystems 3 er-

zeugt dabei einen Gradienten G_x in x-Richtung, die zweite Teilwicklung einen Gradienten G_y in y-Richtung und die dritte Teilwicklung einen Gradienten G_z in z-Richtung. Jeder Verstärker 14 umfaßt einen Digital-Analog-Wandler, der von einer Sequenzsteuerung 18 zum zeitrichtigen Erzeugen von Gradientenpulsen angesteuert wird.

Innerhalb des Gradientenfeldsystems 3 befindet sich eine Hochfrequenzantenne 4, die die von einem Hochfrequenzleistungsverstärker 30 abgegebenen Hochfrequenzpulse in ein magnetisches Wechselfeld zur Anregung der Kerne und Ausrichtung der Kernspins des zu untersuchenden Objektes bzw. des zu untersuchenden Bereiches des Objektes umsetzt. Von der Hochfrequenzantenne 4 wird auch das von den präzedierenden Kernspins ausgehende Wechselfeld, d.h. in der Regel die von einer Pulssequenz aus einem oder mehreren Hochfrequenzpulsen und einem oder mehreren Gradientenpulsen hervorgerufenen Kernspinechosignale, in eine Spannung umgesetzt, die über einen Verstärker 7 einem Hochfrequenz-Empfangskanal 8 eines Hochfrequenzsystems 22 zugeführt wird. Das Hochfrequenzsystem 22 umfaßt weiterhin einen Sendekanal 9, in dem die Hochfrequenzpulse für die Anregung der magnetischen Kernresonanz erzeugt werden. Dabei werden die jeweiligen Hochfrequenzpulse aufgrund einer vom Anlagenrechner 20 vorgegebenen Pulssequenz in der Sequenzsteuerung 18 digital als Folge komplexer Zahlen dargestellt. Diese Zahlenfolge wird als Real- und als Imaginäranteil über jeweils einen Eingang 12 einem Digital-Analog-Wandler im Hochfrequenzsystem 22 und von diesem einem Sendekanal 9 zugeführt. Im Sendekanal 9 werden die Pulssequenzen einem Hochfrequenz-Trägersignal aufmoduliert, dessen Basisfrequenz der Resonanzfrequenz der Kernspins im Meßvolumen entspricht.

Die Umschaltung von Sende- auf Empfangsbetrieb erfolgt über eine Sende-Empfangsweiche 6. Die Hochfrequenzantenne 4 strahlt die Hochfrequenzpulse zur Anregung der Kernspins in das Meßvolumen M ein und tastet resultierende Echosignale ab.

Die entsprechend gewonnenen Kernresonanzsignale werden im Empfangskanal 8 des Hochfrequenzsystems 22 phasenempfindlich demoduliert und über einen jeweiligen Analog-Digital-Wandler in Realteil und Imaginärteil des Meßsignals umgesetzt. Durch
5 einen Bildrechner 17 wird aus den dergestalt gewonnenen Meßdaten ein Bild rekonstruiert. Die Verwaltung der Meßdaten, der Bilddaten und der Steuerprogramme erfolgt über den Anlagenrechner 20. Aufgrund einer Vorgabe mit Steuerprogrammen kontrolliert die Sequenzsteuerung 18 die Erzeugung der je-
10 weils gewünschten Pulssequenzen und das entsprechende Abtasten des k-Raumes. Insbesondere steuert die Sequenzsteuerung 18 dabei das zeitrichtige Schalten der Gradienten, das Aus-senden der Hochfrequenzpulse mit definierter Phase und Amplitude sowie den Empfang der Kernresonanzsignale. Die Zeitbasis
15 für das Hochfrequenzsystem 22 und die Sequenzsteuerung 18 wird von einem Synthesizer 19 zur Verfügung gestellt. Die Konfiguration des MRT-Gerätes, die Auswahl entsprechender Steuerprogramme zur Erzeugung eines Kernspinbildes sowie die Darstellung des erzeugten Kernspinbildes erfolgt über ein
20 Terminal 21, das eine Tastatur sowie einen oder mehrere Bildschirme umfaßt.

Zur Konfiguration des MRT-Gerätes können auf dem Bildschirm des Terminals 21 unterschiedliche Karten (engl.: Pop-Up) auf-
25 gerufen werden. Diese werden vom Anlagenrechner 20 generiert. In diesen Karten werden Eingabefenster angezeigt in die der Anwender Meß-Parameterwerte eingeben und somit MRT-Geräte-Einstellungen vornehmen kann. Diese Karten sind thematisch aufgeteilt. So gibt es beispielsweise eine CONTRAST-Karte in
30 der unter anderem der Flipwinkel eingestellt werden kann, eine ROUTINE-Karte in der beispielsweise die Echozeit, die Repetitionszeit, die Schichtanzahl eingegeben werden kann, eine AUFLÖSUNG-Karte in der die k-Matrix konfiguriert werden kann, eine SEQUENZ-Karte in der der gewünschte Sequenztyp (Gradienten-
35 echosequenz, Steady-State Spinechosequenz, True-Fisp, EPI, FLASH, etc.) ausgewählt werden kann usw.

Ein Aspekt der vorliegenden Erfindung ist es dem Anwender nun auch für die Test-Bolus-Messung ebenfalls eine Karte anzubieten. Eine solche TEST-BOLUS-Karte 33 ist in Figur 3 abgebildet. In dieser TEST-BOLUS-Karte 33 ist erstens als Ergebnis einer ausgewerteten Test-Bolus-Messung - die Auswertung erfolgt mittels Auswertesoftware durch den Anwender - der Verlauf 30 der Kontrastmittel-Anreicherung nach dem Zeitpunkt der Injektion T2 graphisch dargestellt. Ferner wird erfindungsgemäß aus der Graphik die Transitzeit T3 (BAT arteriell) automatisch ermittelt. Ein weiterer Aspekt der vorliegenden Erfindung besteht darin in dieser TEST-BOLUS-Karte 33 auch den Verlauf 31 der Kontrastmittel-Anreicherung in den Venen darzustellen und auch die venöse Transitzeit T7 (BAT venös) automatisch zu ermitteln. Im Gegensatz zu der Test-Bolus-Messung nach dem Stand der Technik (Figur 2) werden in dieser TEST-BOLUS-Karte 33 erfindungsgemäß also zwei Verläufe 30,31 der Kontrastmittel-Anreicherung dargestellt indem zu der arteriellen Kontrastmittel-Anreicherung die Kontrastmittel-Anreicherung in den Venen hinzukommt.

Der Einfluß den die venöse Kontrastmittel-Anreicherung auf eine CE MRA-Messung haben kann wurde bereits angesprochen: Fällt die post-Kontrastmessung (TA) zeitlich in den Bereich einer signifikanten Kontrastmittel-Anreicherung im venösen System ($\text{Delay} + \text{TA} > \text{BAT venös}$) so überlagern sich im Bild arterielle und venöse Gefäße; die Aufnahme ist unbrauchbar. Gemäß der vorliegenden Erfindung soll daher generell bei CE MRA-Aufnahmen die venöse Kontrastmittel-Anreicherung 31 in der Meßplanung berücksichtigt werden. Dazu liefert die automatische Auswertung in der TEST-BOLUS-Karte 33 zwei Transitzeiten T3,T7 (BAT arteriell und BAT venös) deren zeitliche Differenz ein sogenanntes Zeitfenster Δ (T3 bis T7, Bereich zwischen A und C) ergeben. Ist die Meßzeit TA der post-Kontrastmessung kleiner als dieses Zeitfenster ($\text{TA} < \Delta$) so wird die post-Kontrastmessung üblicherweise in der Zeit

$$\text{Delay} = \text{BAT arteriell}$$

nach der Injektion gestartet (es gilt also $T_3=T_4$). Ist die Meßzeit der post-Kontrastmessung größer als dieses Zeitfenster ($TA > \Delta$) so wird der Beginn der post-Kontrastmessung
 5 sinnvollerweise nach folgender Formel berechnet:

$$\text{Delay} = \text{BAT arteriell} - \text{TTC} + \Delta/2$$

Generell ist der zeitliche Verlauf der Kontrastmittel-
 10 Anreicherung sowohl im arteriellen 30 als auch im venösen 31 System und damit auch das Zeitfenster Δ abhängig von der jeweiligen Blutkreislauf-Situation. Diese ist zum einen Patientenabhängig (niedriger Blutdruck), zum andern Pathologieabhängig (schlechte Durchblutung der Gefäße aufgrund von Ent-
 15 zündungen Ablagerungen, Quetschungen) sowie Regionsabhängig (Intrakranielle Regionen (Schädel) beispielsweise weisen ein Δ von ca. 5 Sekunden auf, Hals- und Lungengefäße 4 bis 8 Sekunden, Nieren und abdominelle Arterien bis zu 10 Sekunden, Gefäße im Becken 20 bis 30 Sekunden, periphere Gefäße bis zu
 20 60 Sekunden usw.). Durch die experimentelle Bestimmung beider Verläufe 30,31 im Vorfeld einer CE MRA-Messung kann so erfindungsgemäß die Meßplanung individuell an die jeweils vorliegende Situation angepaßt werden.

25 Figur 4 zeigt eine erweiterte TEST-BOLUS-Karte 33 in Form einer erfindungsgemäßen ANGIO-Karte 34 in der zum einen das Auswerten der Test-Bolus-Messung erfindungsgemäß optimiert ist und zum andern eine Kontrastmittel-gestützte angiographische MR-Messung erfindungsgemäß graphisch geplant werden
 30 kann.

Wie bereits oben erwähnt gestaltet sich eine Test-Bolus-Messung (arteriell oder venös) so, daß nach der Injektion einer geringen Kontrastmittel-Dosis bei T2 eine Serie von Bildern einer Schicht aufgenommen wird (üblicherweise 1 Bild pro
 35 Sekunde). Das Auswerten dieser Test-Bolus-Messung nach dem Stand der Technik erfolgt in der Weise, daß der Anwender eine

Auswertesoftware starten muß, die es ihm ermöglicht jedes Bild einzeln zu betrachten. Der Anwender muß durch Vergleich der einzelnen Bilder den Bereich einer Arterie bzw. Vene (aufgrund von Intensitäts-Änderungen) ausfindig machen, die-
5 sen markieren und die Auswertesoftware veranlassen den Intensitätsverlauf 30,31 des markierten Bereichs gemäß Figur 2 oder Figur 3 graphisch darzustellen.

In der vorliegenden Erfindung soll das Auswerten der Test-
10 Bolus-Messung(en) automatisiert und daher vereinfacht werden. Nachdem im Rahmen einer Test-Bolus-Messung eine Bild-Serie einer Schicht aufgenommen wurde, wird dem Anwender erfindungsgemäß in der ANGIO-Karte 34 ein Standard-Abweichungs-
(engl.: Standard-Deviation-, STD DEV-) Bild 25 dieser Bild-
15 Serie angeboten. Ein solches STD DEV-Bild 25 ist in Figur 4 oben rechts dargestellt. Es wird z.B. durch den Anlagenrechner 20 generiert, indem dieser die Intensitäten der einzelnen Bilder der Serie aufsummiert. Das STD DEV-Bild 25 in Figur 4 stellt einen Schnitt durch den Hals dar; die Luftröhre 27 ist
20 darin als schwarzer Bereich, Venen 29 und Arterien 28 als helle Punkte zu erkennen. Der Anwender muß nun (aufgrund seiner anatomischen Kenntnisse) Arterien 28 und Venen 29 durch Kreise markieren. Durch Aktivieren des AUSWERTE-Buttons 26 werden arterielle und venöse Verläufe 30,31 der Kontrastmittel-Anreicherung in der ANGIO-Karte 34 graphisch dargestellt.
25

Die erfindungsgemäße Vereinfachung besteht darin, daß der Anwender nicht mehr in eine Auswertesoftware (Auswerte-Tool) einsteigen muß um darin Bilder zu selektieren. Sofort nach
30 Beendigung der Test-Bolus-Messung wird ihm auf der Oberfläche der ANGIO-Karte 34 ein Übersichtsbild 25 angeboten in dem er die relevanten zu markierenden Bereiche 28,29 sofort erkennen kann. Die Markierung der Gefäße kann mit geeigneten Algorithmen auch automatisiert werden.

35 In der ANGIO-Karte 34 der Figur 4 ist ein weiterer Aspekt der vorliegenden Erfindung implementiert: Dem Anwender wird in

der ANGIO-Karte 34 die Möglichkeit gegeben eine Kontrastmittel-gestützte angiographische MR-Messung graphisch zu planen. Dazu werden unterhalb der Zeitachse Einzel-Messungen in Form von Meßbalken 32 angezeigt die mit den Kontrast-Verläufen

- 5 30,31 zeitlich koordiniert werden können. Die Situation in Figur 4 zeigt 4 Meßbalken 32 die jeweils unterschiedliche zeitliche Abstände zueinander aufweisen. Die Anzahl der Messungen kann durch das Eingabefeld "MESSUNGEN" bestimmt werden. Wie im Stand der Technik stellt die erste Messung als
- 10 Pre-Kontrastmessung stets eine Nativ-Messung (ohne Kontrastmittel) der interessierenden Schicht dar. Die darauffolgenden Post-Kontrastmessungen zeichnen die gleiche Schicht unter dem Einfluß des Kontrastmittels auf.

- 15 Durch die in Figur 4 schwarz gekennzeichneten Atemkommandos (VO, engl.: Voice Output), die unmittelbar vor und unmittelbar nach jeder Messung über vorkonfigurierte Sound-Dateien ausgegeben werden, wird sichergestellt, daß jede Messung bei gleicher Körperhaltung durchgeführt wird und sich die anatomische Situation der zu messenden Schicht nicht ändert. Das
- 20 Atemkommando vor einer Messung lautet beispielsweise: "FEST EINATMEN - ATEM ANHALTEN". Das Atemkommando nach einer Messung lautet beispielsweise: "NORMAL WEITERATMEN".

- 25 Die eigentliche Messung besteht in dem Ablauf der eingestellten MR-Sequenz die während des grau-markierten Bereiches (TA) abgearbeitet wird. Dabei stellt der schraffierte Bereich den Zeitbereich dar in dem die zentralen Zeilen der k-Matrix abgetastet werden. Dieser Bereich ist für den Kontrast des auf-
- 30 zunehmenden Bildes verantwortlich. Der Zeitpunkt in dem exakt die k-Matrix-Mitte gemessen wird ist durch einen Strich (k_0) in der Mitte des schraffierten Bereichs angedeutet.

- Die zeitliche Länge (TA) ist bei allen Messungen im allgemeinen identisch, kann aber auch unterschiedlich gewählt werden
- 35 um z.B. unterschiedliche räumliche Auflösungen bei verschiedenen Kontrastmittelphasen zu ermöglichen. Die Parameter wer-

den vor dem CE MRA-Experiment durch Wahl sämtlicher Sequenzparameter (Repetitionszeit, Echozeit, Abtastrate usw.) durch Interaktion des Anwenders über andere Karten festgelegt, kann also in der ANGIO-Karte nicht variiert werden. Derartige Karten 35 (PROGRAMM, ROUTINE, KONTRAST, SEQUENZ, usw.) können durch Anklicken der im unteren Bereich von Figur 4 dargestellten Felder 35 mit der Maus aufgerufen werden.

Eine erfindungsgemäße graphische Planung der CE MRA-Messung mittels ANGIO-Karte 34 gestaltet sich derart, daß der Anwender die einzelnen Messungen in Form der Meßbalken 32 relativ zueinander, hauptsächlich aber relativ zu den Verläufen 30,31 der Kontrastmittel-Anreicherung anordnet.

Der zeitliche Abstand zwischen den post-Kontrast-Messungen (T6-T8, T9-T10) kann entweder in das Eingabefeld "PAUSE NACH MESSUNG x" eingegeben werden ($x > 1$, $x \in \mathbb{N}$) oder mit der Maus entlang der Zeitachse verschoben werden. Bei einer Verschiebung mit der Maus wird der entsprechende Wert in dem Eingabefenster automatisch aktualisiert.

Der zeitliche Abstand zwischen der Nativ-Messung und der ersten Post-Kontrast-Messung (T1 bis T4) setzt sich aus den Zeitintervallen PAUSE (T1 bis T2) und DELAY (T2 bis T4) zusammen. Beide Werte können durch den Anwender ebenfalls erfindungsgemäß variiert werden und zwar entweder durch manuelle Eingabe der Werte für PAUSE und DELAY in die entsprechenden Eingabefenster unterhalb der Graphik oder mit der Maus. Die PAUSE beispielsweise kann durch ein Anklicken und Verschieben des Injektionszeitpunktes entlang der Zeitachse verändert werden (dies bedingt gleichzeitig ein Verschieben der Kontrastmittel-Verläufe). Das DELAY kann durch ein Anklicken und Verschieben des Meßbalkens der ersten Post-Kontrastmessung variiert werden.

Idealerweise sollten die Zeitabstände zwischen den Messungen, insbesondere das Zeitintervall zwischen Pre- und Post-

Kontrastmessung (T1 bis T4), so kurz wie möglich sein; der Patient sollte in der Lage sein während den Messungen in der gleichen Position zu verharren und ein eventuelles Umlagern auf jeden Fall vermeiden. Verschiedene Gründe erfordern jedoch gewisse zeitliche Abstände zwischen den Messungen bzw. zwischen Messung und Injektionszeitpunkt. Das DELAY (T2-T4) sollte beispielsweise so gewählt sein, daß die Zeit der ersten Post-Kontrastmessung ($TA=T4-T6$) in dem Zeitfenster Δ (A bis C bzw. T3-T7) zu liegen kommt und zudem die Messung der zentralen Zeile der k-Matrix (TTC, bei T5) bei maximaler Kontrastmittel-Anreicherung in den Arterien erfolgt. Bei sehr kranken bzw. gebrechlichen Patienten ist es unter Umständen notwendig dem Patienten nach dem Luftanhalten Gelegenheit zu geben mehrmals durchzuatmen um erneut Kraft schöpfen zu können bzw. sich zu regenerieren. Aus diesem Grund ist es möglich die PAUSE entsprechend einzustellen oder den HOLD-Button zu aktivieren. Ist der HOLD-Button 36 durch ein Häkchen aktiviert, so stoppt erfindungsgemäß der Meßverlauf der CE MRA-Messung unmittelbar nach der Nativ-Messung (bei T1). Gleichzeitig erscheint auf dem Bildschirm erfindungsgemäß ein CONTINUE-Button 24 der es dem Anwender ermöglicht die CE MRA-Messung mit dem Zeitpunkt der Injektion T2 fortzusetzen. Die PAUSE kann so beliebig ausgeweitet werden.

Zuletzt soll dem Anwender erfindungsgemäß die Möglichkeit gegeben werden den Verlauf der CE MRA-Messung graphisch mitzuverfolgen. Aus diesem Grund ist in der ANGIO-Karte 34 unterhalb des Graphik-Feldes ein Zeitablauf-Balken 23 (engl.:Progress-Bar) implementiert, der den aktuellen Zeitpunkt der CE MRA-Messung visualisiert. Der Ablauf der Messung kann erfindungsgemäß auch auf einer eigenen Karte 37 dargestellt werden die mit dem Start der Nativmessung auf dem Bildschirm des Terminals 21 erscheint. Eine solche Karte 37 ist in Figur 5 dargestellt und wird erfindungsgemäß als PROZESS-Karte 37 bezeichnet. Falls in der ANGIO-Karte 34 in Figur 4 der HOLD-Button 36 aktiviert wurde ist es sinnvoll den CONTINUE-Button 24 in der PROZESS-Karte 37 zu implemen-

tieren um dem Anwender die Möglichkeit zu geben die CE MRA-Messung fortzusetzen.

5 Im Folgenden werden die Merkmale der vorliegenden Erfindung mit den entsprechenden sich daraus ergebenden Vorteilen zusammengefaßt:

10 1. Graphische Darstellung des Ergebnisses der Test-Bolus-Messung in einer eigenen Karte 33 und automatisches Ermitteln der Transitzeit (BAT) erleichtert und beschleunigt die Vorbereitung zur zeitlichen Koordinierung einer CE MRA-Messung.

15 2. Berücksichtigung des zeitlichen Verlaufes der Kontrastmittelanreicherung im venösen System 31 ermöglicht (durch Bestimmung eines Zeitfensters) eine bessere Treffsicherheit bezüglich der zeitlichen Koordinierung der (ersten) Post-Kontrast-Messung.

20 3. Automatisches Generieren eines Standard-Abweichungs-Bildes 25 und dadurch schnelleres Auswerten der Test-Bolus-Messung.

25 4. Visualisierung der Pre- und Post-Kontrastmessungen in Form von verschiebbaren Meßbalken 32 bei gleichzeitiger Darstellung der Kontrastmittel-Anreicherungsverläufe 30,31 ermöglicht eine graphische und dadurch optimalere und sichere Planung der CE MRA-Messung wodurch die Benutzung starrer Formeln überflüssig wird.

30 5. Darstellung des zeitlichen Meßablaufes durch einen Zeitablauf-Balken 23 insbesondere in einer eigenen PROZESS-Karte 37 erlaubt dem Anwender den Meßablauf zeitlich genau zu verfolgen.

Patentansprüche

1. Verarbeitungseinrichtung eines Kernspintomographiegerätes mit einer Einrichtung (20) (21) zur graphischen Darstellung von interaktiven Benutzeroberflächen (35) über die das Kernspintomographiegerät durch Eingabe und/oder Auswahl von Parametern konfigurierbar ist gekennzeichnet durch eine graphisch dargestellte Benutzeroberfläche in Form einer Test-Bolus-Karte (33) auf der das Ergebnis einer vorbereiteten Test-Bolusmessung, in der zur zeitlichen Planung einer Kontrastmittelgestützten Magnetresonanz-Angiographie-Messung der zeitliche Verlauf (30) der arteriellen Kontrastmittel-Anreicherung ermittelt wird, graphisch dargestellt wird.
2. Verarbeitungseinrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass in der Test-Bolusmessung auch der zeitliche Verlauf (31) der venösen Kontrastmittel-Anreicherung berücksichtigt und in der Test-Bolus-Karte (33) graphisch dargestellt wird.
3. Verarbeitungseinrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinrichtung (20) aus der aufgenommenen Bild-Serie einer Test-Bolusmessung ein Standard-Abweichungs-Bild (25) errechnet das dargestellt wird und in dem die auszuwertenden arteriellen und venösen Bereiche (28) (29) markiert und bezüglich der gesamten Serie ausgewertet werden können.
4. Verarbeitungseinrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass zusätzlich zu den Verläufen (30) (31) der venösen und arteriellen Kontrastmittel-Anreicherung maßstabsgetreu die MR-Messprotokolle in Form von Meßbalken (32) graphisch dargestellt werden.

5. Verarbeitungseinrichtung nach Anspruch 4,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Meß-
balken (32) relativ zueinander sowie relativ zu den Verläufen
(30) (31) der venösen und arteriellen Kontrastmittel-

5 Anreicherung verschoben werden können.

6. Verarbeitungseinrichtung nach Anspruch 5,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Ver-
schiebung durch die Maus oder durch Eingabe von Werten in
10 entsprechende Eingabefenster erfolgt.

7. Verarbeitungseinrichtung nach Anspruch 4 bis 6,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass der Ver-
lauf der Messung anhand eines Zeitablauf-Balkens (23) ver-
15 folgt werden kann.

8. Verarbeitungseinrichtung nach Anspruch 4 bis 7,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass zur Be-
trachtung des Verlaufes der Messung anhand eines Zeitablauf-
20 Balkens (23) eine weitere PROZESS-Karte (37) generiert wird.

9. Verfahren zur graphischen Planung einer Kontrastmittel-
gestützten angiographischen MRT-Messung durch ein Kernspinto-
mographiegerätes mit einer Einrichtung (20) (21) zur graphi-
25 schen Darstellung von interaktiven Benutzeroberflächen
(35) über die das Kernspintomographiegerät durch Eingabe
und/oder Auswahl von Parametern konfigurierbar ist,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass eine
graphisch dargestellte Benutzeroberfläche in Form einer Test-
30 Bolus-Karte (33) generiert wird, auf der das Ergebnis einer
vorbereitenden Test-Bolusmessung, in der zur zeitlichen Pla-
nung einer Kontrastmittelgestützten Magnetresonanz-
Angiographie-Messung der zeitliche Verlauf (30) der arteriel-
len Kontrastmittel-Anreicherung ermittelt wird, graphisch
35 dargestellt wird.

10. Verfahren zur graphischen Planung einer Kontrastmittel-
gestützten angiographischen MRT-Messung nach Anspruch 9,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass in der
Test-Bolusmessung auch der zeitliche Verlauf (31) der venösen
5 Kontrastmittel-Anreicherung berücksichtigt und in der Test-
Bolus-Karte (33) graphisch dargestellt wird.

11. Verfahren zur graphischen Planung einer Kontrastmittel-
gestützten angiographischen MRT-Messung nach Anspruch 9 bis
10 10, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass
die Verarbeitungseinrichtung (20) aus der aufgenommenen Bild-
Serie einer Test-Bolusmessung ein Standard-Abweichungs-Bild
(25) errechnet das dargestellt wird und in dem die auszuwer-
tenden arteriellen und venösen Bereiche (28) (29) markiert und
15 bezüglich der gesamten Serie ausgewertet werden können.

12. Verfahren zur graphischen Planung einer Kontrastmittel-
gestützten angiographischen MRT-Messung nach Anspruch 9 bis
11, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass zu-
20 sätzlich zu den Verläufen (30) (31) der venösen und arteriel-
len Kontrastmittel-Anreicherung maßstabsgetreu die MR-
Messprotokolle in Form von Meßbalken (32) graphisch darge-
stellt werden.

25 13. Verfahren zur graphischen Planung einer Kontrastmittel-
gestützten angiographischen MRT-Messung nach Anspruch 12,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Meß-
balken (32) relativ zueinander sowie relativ zu den Verläufen
(30) (31) der venösen und arteriellen Kontrastmittel-
30 Anreicherung verschoben werden können.

14. Verfahren zur graphischen Planung einer Kontrastmittel-
gestützten angiographischen MRT-Messung nach Anspruch 13,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Ver-
35 schiebung durch die Maus oder durch Eingabe von Werten in
entsprechende Eingabefenster erfolgt.

15. Verfahren zur graphischen Planung einer Kontrastmittel-
gestützten angiographischen MRT-Messung nach Anspruch 12 bis
14, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass der
Verlauf der Messung anhand eines Zeitablauf-Balkens (23) ver-
5 folgt werden kann.

16. Verfahren zur graphischen Planung einer Kontrastmittel-
gestützten angiographischen MRT-Messung nach Anspruch 12 bis
15, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass zur
10 Betrachtung des Verlaufes der Messung anhand eines Zeitablauf-
Balkens (23) eine weitere PROZESS-Karte (37) generiert wird.

17. Computersoftware-Produkt,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass es ein
15 Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 16 implementiert,
wenn es auf einer mit einem Kernspintomographiegerät verbun-
denen Recheneinrichtung (17) (18) (19) (20) läuft.

Zusammenfassung

5 Kernspintomographiegerät mit einer Einrichtung zur graphischen Planung Kontrastmittel-gestützter angiographischer Messungen

10 Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf die Kernspintomographie (Synonym: Magnetresonanztomographie, MRT) wie sie in der Medizin zur Untersuchung von Patienten Anwendung findet. Dabei bezieht sich die vorliegende Erfindung insbesondere auf ein Kernspintomographiegerät mit einer Einrichtung zur graphischen Planung Kontrastmittel-gestützter angiographischer MRT-Messungen.

15 FIG 4

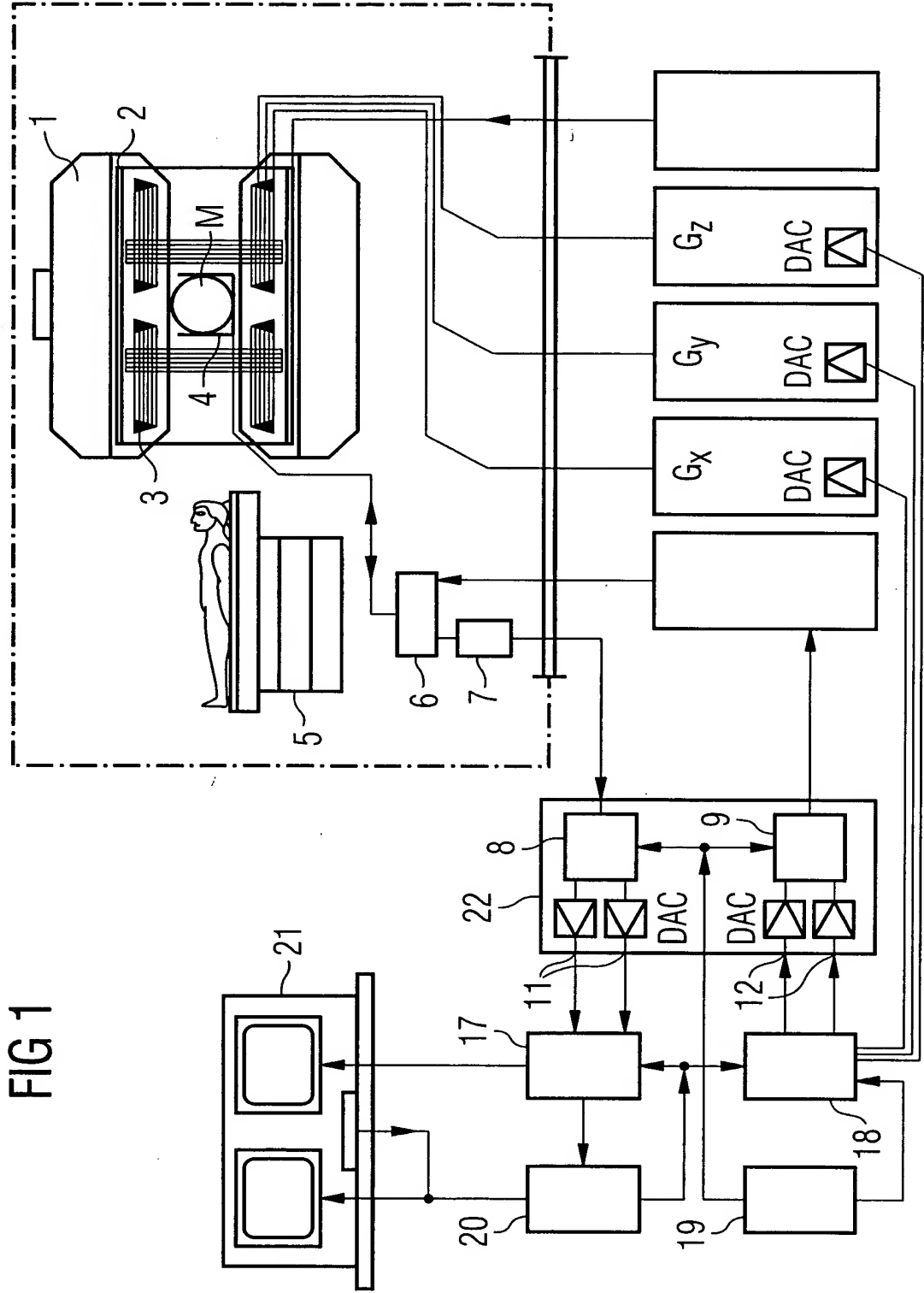


FIG 1

FIG 2

